

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## BEST AVAILABLE IMAGES



Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Problem Image Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Patentschrift  
11 DE 3014219 C2

51 Int. Cl. 3:  
A61B 5/02

(1)

21 Aktenzeichen:  
22 Anmeldetag:  
43 Offenlegungstag:  
45 Veröffentlichungstag:

P 30 14 219.9-35  
14. 4. 80  
27. 8. 81  
9. 12. 82

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

31 Unionspriorität: 32 33 31  
18.02.80 CH 1297-80

73 Patentinhaber:  
Asulab AG, 2502 Bienne, CH

74 Vertreter:  
Henkel, G., Dr.phil.; Kern, R., Dipl.-Ing.; Feiler, L.,  
Dr.rer.nat.; Hänzle, W., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

72 Erfinder:  
Hatschek, Rudolf A., Dr.phil.nat., Fribourg, CH

55 Entgegenhaltungen:  
DE-OS 29 45 126  
DE-OS 20 41 916  
US 34 50 131  
US 28 27 040

54 Blutdruckmeßeinrichtung mit einem Mikrofon

DE 3014219 C2

DE 3014219 C2

Fig.1

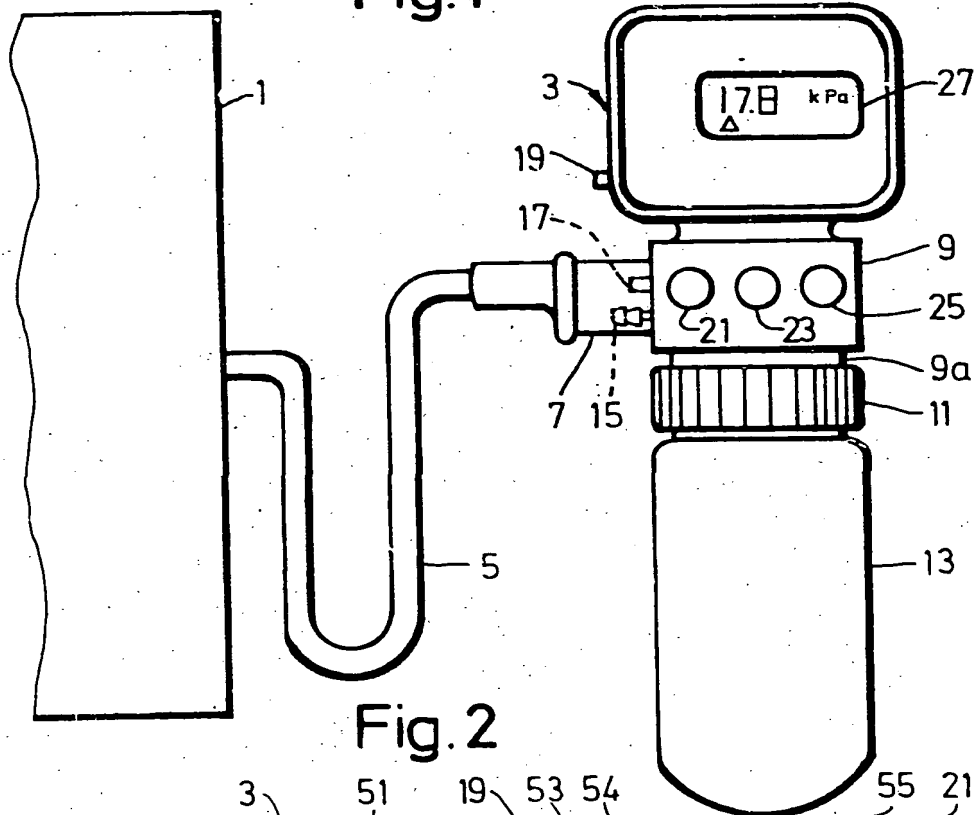
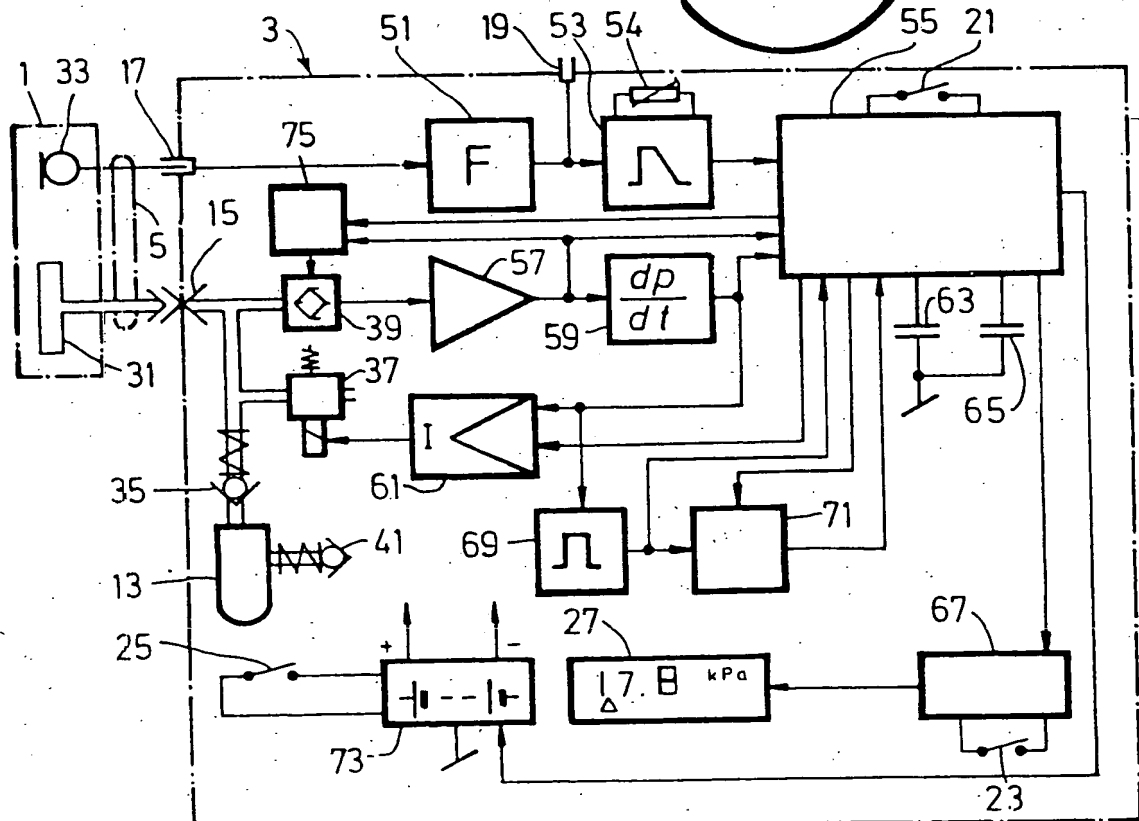


Fig.2



## Patentansprüche:

1. Blutdruckmeßeinrichtung mit einem Mikrofon zum Erfassen der vom Blut in einer Arterie erzeugten Töne, mit dem Mikrofon verbundenen Filtermitteln und einem Einstellorgan, mit dem wahlweise eine von mindestens zwei verschiedenen Übertragungsfunktionen der Filtermittel einstellbar ist, wobei der Transmissionsfaktor der Filtermittel bei den beiden Übertragungsfunktionen in verschiedener Weise von der Frequenz abhängig ist, dadurch gekennzeichnet, daß das Einstellorgan (93) ein für die Auswahl einer Übertragungsfunktion manuell betätigbares Element aufweist.
2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Einstellorgan ein Schalter (93) ist.

Die Erfindung betrifft eine Blutdruckmeßeinrichtung gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Eine aus der US-Patentschrift 28 27 040 bekannte Blutdruckmeßeinrichtung weist ein Mikrofon zum Erfassen der vom Blut beim Durchströmen einer Arterie erzeugten Korotkoff-Töne auf. Das Mikrofon ist über einen Verstärker, ein Bandpaß-Filter und einen Impulsformer mit einer Koinzidenz-Schaltung verbunden. Eine an einem Arm der zu untersuchenden Person befestigbare, aufblasbare Manschette ist mit einem Luftreservoir verbunden, das eine Auslaßdüse aufweist, die beim Messen einen an einem Thermistor vorbeiströmenden Luftstrahl erzeugt. Der zum Erfassen von Druckimpulsen dienende Thermistor ist über einen Verstärker und einen Impulsformer ebenfalls mit der Koinzidenzschaltung verbunden. Ferner ist ein Manometer zum Erfassen des systolischen und ein Manometer zum Erfassen des diastolischen Druckes vorhanden. Die beiden Manometer sind je über ein Ventil mit dem Luftreservoir verbunden. Das Luftreservoir ist ferner noch über ein Ventil mit einem Kompressor und zudem über ein Entlüftungsventil mit der Umgebungsluft verbunden. Des weiteren ist noch eine Steuereinrichtung zum Betätigen der verschiedenen Ventile vorhanden.

Beim Durchführen einer Blutdruckmessung wird der Druck im Luftreservoir sukzessive erhöht. Dabei werden in gewissen Druckbereichen sowohl durch die Korotkoff-Töne als auch durch die Druckschwankungen Impulse erzeugt und der Koinzidenz-Schaltung zugeführt. Bei der zuerst, d. h. beim niedrigsten Druck entstehenden Impuls-Koinzidenz wird das Manometer zur Messung des diastolischen Druckes vorübergehend mit dem Luftreservoir verbunden, so daß es den diastolischen Druck mißt und anzeigt. Danach wird der Druck weiter erhöht. Bei der beim höchsten Druck auftretenden Impuls-Koinzidenz wird das zur Messung des systolischen Druckes dienende Manometer vorübergehend mit dem Luftreservoir verbunden und dadurch der systolische Druck gemessen.

Eine andere, aus der US-Patentschrift 34 50 131 bekannte Blutdruckmeßeinrichtung weist ein Mikrofon auf, das über einen geregelten Verstärker mit den Eingängen von drei verschiedenen Bandpaß-Filtern verbunden ist. Diese haben Durchlaßfrequenzen von 40, 100 und 1000 Hz. Die Ausgänge der drei Bandpaß-Filter sind mit einer Logik-Schaltung verbunden. Ferner ist eine aufblasbare Manschette und ein Drucksensor

vorhanden, der über einen ein- und ausschaltbaren Analog/Digital-Wandler und eine Tor-Schaltung mit einem Druckregistriergerät verbunden ist.

Beim Durchführen einer Blutdruckmessung wird die Manschette auf einen über dem systolischen Druck liegenden Druck aufgeblasen und dann langsam entlüftet. Dabei werden in einem gewissen Druckbereich Korotkoff-Töne erzeugt und durch das Mikrofon in elektrische Signale umgewandelt. Die an die Ausgänge der Filter angeschlossene Logik-Schaltung ist nun derart ausgebildet, daß sie Signale, die eine 1000 Hz-Komponente aufweisen, als Störgeräusche identifiziert, während sie Signale, die eine 40 und eine 100 Hz-Komponente aber keine 1000 Hz-Komponente aufweisen, als Korotkoff-Töne identifiziert. Bei jedem als Korotkoff-Ton identifizierten Signal werden der Analog/Digital-Wandler und die Tor-Schaltung durch die Logik-Schaltung derart gesteuert, daß der momentane, vom Drucksensor gemessene Druck im Druckregistriergerät registriert wird. Der erste registrierte Druckwert entspricht dann dem systolischen und der letzte registrierte Druckwert dem diastolischen Druck. Dabei ist im übrigen die Möglichkeit erwähnt, noch eine zusätzliche Schaltung vorzusehen, die so beschaffen ist, daß nur gerade der systolische und der diastolische Druck registriert werden.

Aus der nicht veröffentlichten, aber auf eine vor dem Prioritätsdatum eingereichte Anmeldung zurückgehenden Deutschen Auslegeschrift 29 45 126 sind Blutdruckmeßeinrichtungen bekannt, die eine aufblasbare Manschette und ein Mikrofon aufweisen, das über einen Mikrofonverstärker mit einem Bandpaß-Filter verbunden ist. Das Bandpaß-Filter ist mit Schaltmitteln versehen, mit denen die Mittenfrequenz stetig oder stufenweise veränderbar ist. Ferner ist eine Steuereinheit vorhanden, der beim Betrieb einerseits die ungefilterten Ausgangssignale des Mikrofonverstärkers und andererseits die Ausgangssignale des Filters zugeführt werden. Die Steuereinheit ermittelt beim Betrieb aufgrund von Geräuschen die Pulsfrequenz und verändert in Abhängigkeit von dieser selbsttätig, d. h. ohne manuelle Operationen, die Mittenfrequenz des Bandpaß-Filters. Durch diese Steuerung des Bandpaß-Filters soll erreicht werden, daß sich die Frequenzbereiche des Diastole-Ton-Signals und der Pulsgeräusche auch bei maximaler Herzfrequenz nicht überlappen.

Bei den aus den beiden US-Patentschriften 28 27 040 und 34 50 131 sowie der DE-AS 29 45 126 bekannten Blutdruckmeßeinrichtungen wird also der kleinste Druck, bei dem noch ein Korotkoff-Ton auftritt als diastolischer Druck gemessen. Dabei wird das Vorhandensein eines Korotkoff-Tones dadurch festgestellt, daß die entsprechenden elektrischen, die in den Geräten vorhandenen Bandpaß-Filter passierenden Signale einen gewissen Schwellwert überschreiten.

Es wurden nun Vergleichsmessungen durchgeführt, bei denen die diastolischen Blutdruckwerte einerseits indirekt, d. h. mit der Verwendung einer aufblasbaren Manschette und andererseits direkt oder »blutig«, d. h. durch unmittelbares Verbinden der Arterien mit einem Druckmeßgerät, gemessen wurden. Aus diesen Vergleichsmessungen geht hervor, daß die indirekte und die »blutige« Meßmethode bei verschiedenen Patienten unterschiedlich gut übereinstimmen, wobei zum Teil beträchtliche Abweichungen auftreten können. Wenn man den »blutigen« gemessenen Blutdruck als wahren Blutdruck betrachtet, so ergeben also die indirekten Meßmethoden Meßfehler, deren Größe von individuel-

len Eigenschaften der untersuchten Patienten abhängig ist.

Es ist an sich seit langem bekannt, daß die Korotkoff-Töne beim Absenken des Manschettendruckes bis in den Bereich des diastolischen Druckes nicht nur leiser werden, sondern auch ihre Frequenz ändern. Es sei hierzu beispielsweise auf das 1960 im Springer-Verlag von G. von Bergmann, W. Frey und H. Schwiegk herausgegebene »Handbuch der inneren Medizin«, Band 9, fünfter Teil »Herz und Kreislauf« verwiesen.

In der Fachsprache wird durch die Ärzte insbesondere zwischen einem sogenannten vierten und fünften Korotkoff-Ton unterschieden. Der fünfte Ton ist dabei leiser und tiefer als der vierte Ton. Durch ärztliche Gremien wird derzeit empfohlen, den diastolischen Blutdruck beim vierten Korotkoff-Ton zu messen.

Untersuchungen haben nun gezeigt, daß der beim vierten Korotkoff-Ton gemessene diastolische Blutdruck bei etwa 80 bis 90% der untersuchten Personen etwa 7 bis 15% größer ist als der beim fünften Korotkoff-Ton gemessene Blutdruck. Ein solcher Unterschied ist in Anbetracht der ohnehin kurzzeitig auftretenden Blutdruckänderungen im allgemeinen nicht von Bedeutung. Bei etwa 10 bis 20% der untersuchten Personen ist der beim vierten Korotkoff-Ton gemessene, diastolische Blutdruck jedoch bis zu 70% größer als der beim fünften Korotkoff-Ton gemessene Druck.

Bei den vorgängig diskutierten, vorbekannten Blutdruckmeßgeräten wird nun der diastolische Blutdruck immer beim gleichen Korotkoff-Ton gemessen, wobei es sich vermutlich um den vierten Korotkoff-Ton handelt. Dadurch können bei einem Teil der untersuchten Personen beträchtliche Meßfehler entstehen. Die Deutsche Offenlegungsschrift 2041 916 offenbart eine Blutdruckmeßvorrichtung mit einer Manschette, die mit einer Pumpen-Steuereinheit aufblasbar ist, mit einem Entlüftungsventil entlüftet werden kann und mit einer zwei Manometer aufweisenden Anzeigevorrichtung verbunden ist. Die Manschette ist mit einem Ultraschallmeßwandler zur Erfassung von Wandbewegungen einer Arterie versehen. Der Wandler weist zwei piezoelektrische Kristalle auf, von denen der eine zum Abstrahlen eines von einem Oszillator erzeugten 2 MHz-Signales und der andere zum Empfang des von der Arterienwand reflektierten Signales dient. Der Empfängerkristall ist mit einem Diskriminator verbunden, der zur Erfassung der Signale dient, die wegen des infolge der Wandbewegung auftretenden Dopplereffektes frequenz- und phasenmoduliert sind. An den Diskriminator sind zwei aktive oder passive Bandpaßfilter angeschlossen. Das Durchlaßfenster des einen Filters umfaßt den Bereich von 45 bis 310 Hz und soll durch Armbewegungen und aus anderen Gründen erzeugte, niederfrequente Störsignale unterdrücken. Das andere Filter läßt Signale im Bereich von 100 bis 500 Hz durch und ist unter anderem mit einem Detektor verbunden, der beim Betrieb ein Umschaltrelais derart steuert, daß im Bereich des systolischen Druckes das Filter mit dem bei tiefen Frequenzen liegenden Durchlaßfenster und bei kleineren Drücken das andere Filter wirksam ist.

Bei der Benutzung der aus der DE-OS 2041 916 bekannten Vorrichtung werden in der Entlüftungsphase durch das Ein- und Aussetzen der Arterienwandbewegungen die Zeitpunkte zum Erfassen des systolischen bzw. diastolischen Druckes festgelegt. Dabei werden die von den Arterienwandbewegungen verursachten und

durch den Ultraschallmeßwandler und den Diskriminator gebildeten Niederfrequenz-Signale über eines der beiden Filter und weitere elektronische Bauteile einer logischen Schaltung zugeführt, die die Druckerfassung steuert, so daß die beiden Manometer den systolischen bzw. diastolischen Druck anzeigen.

Der systolische und diastolische Druck werden also bei dieser vorbekannten Einrichtung nicht aufgrund von Korotkoff-Ton-Signalen, sondern aufgrund von Arterienwandbewegungen erfaßt. Dementsprechend dienen die Filter auch nicht zum Herausfiltern gewisser Frequenzbereiche von Korotkoff-Ton-Signalen. Abgesehen von diesen Unterschieden werden die Filter im Verlauf der Messungen automatisch umgeschaltet. Es besteht also keine Möglichkeit, daß eine Bedienungsperson bewußt eine bestimmte Filterkennlinie festlegt.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, die Blutdruckmeßeinrichtung gemäß der DE-AS 29 45 126 derart weiter zu bilden, daß auch bei Personen, bei denen der beim sogenannten vierten Korotkoff-Ton gemessene diastolische Blutdruck extrem stark von dem beim sogenannten fünften Korotkoff-Ton gemessenen diastolischen Blutdruck abweicht, eine gute Meßgenauigkeit erzielt werden kann.

Die Erfindung beruht nun auf der Nutzbarmachung der Erkenntnis, daß man bei der indirekten Blutdruckmessung auftretende Meßfehler verkleinern kann, indem man nicht nur die Änderung der Lautstärke, sondern auch das individuell unterschiedlich ändernde Frequenzspektrum der Korotkoff-Töne berücksichtigt.

Die gestellte Aufgabe wird daher durch eine Blutdruckmeßeinrichtung gelöst, die nach der Erfindung gemäß dem Anspruch 1 ausgebildet ist.

Eine zweckmäßige Ausgestaltung der Erfindung ergibt sich aus dem Anspruch 2.

Zur Klarstellung sei noch bemerkt, daß in den Ansprüchen und der übrigen Beschreibung unter dem Blutdruck und dem Druck in der Luft-Kammer stets der bezüglich dem Umgebungs-Luftdruck gemessene Überdruck zu verstehen ist.

Die Erfindung und weitere aus dieser hervorgehende Vorteile sollen nun anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels erläutert werden. In der Zeichnung zeigt die

Fig. 1 eine Draufsicht auf eine Blutdruckmeßeinrichtung, die

Fig. 2 ein Blockschaltbild der Blutdruckmeßeinrichtung, die

Fig. 3 ein Schaltbild der Filtermittel zur wahlweisen Erfassung verschiedener Korotkoff-Töne, die

Fig. 4 ein Diagramm zur Veranschaulichung des Frequenzganges der Übertragungsfunktion der Filtermittel und die

Fig. 5 ein Diagramm zur Veranschaulichung des zeitlichen Ablaufs einer Blutdruckmessung.

Die in der Fig. 1 dargestellte Blutdruckmeßeinrichtung weist eine am Arm einer zu untersuchenden Person befestigbare Manschette 1 und ein als Ganzes mit 3 bezeichnetes Gerät auf. Die Manschette enthält eine durch einen Gummibeutel gebildete, deformierbare, aufblasbare Luft-Kammer sowie ein Mikrofon und ist durch eine Leitung 5, die einen mit der Luft-Kammer verbundenen Schlauch sowie ein mit dem Mikrofon verbundenes Kabel und am geräteseitigen Ende eine Steck-Kupplung 7 aufweist, lösbar mit dem Gerät 3 verbunden. Das Gerät 3 weist ein Gehäuse 9 mit einem Gewindestutzen 9a auf, an dem mit einer Überwurfmut-

ter 11 eine Pumpe 13 mit einem im wesentlichen zylindrischen Pump-Balg aus Gummi lösbar befestigt ist. Am Gehäuse 9 sind ein nippelartiger Luft-Anschluß 15 und ein durch einen Chassis-Stecker gebildeter, elektrischer Anschluß 17 befestigt, auf die die Steck-Kupplung 7 aufsteckbar ist. Ferner ist ein durch einen Chassis-Stecker gebildeter Anschluß 19 zum Anschließen eines Kopfhörers vorhanden. Das Gerät weist ferner drei Drucktastenschalter 21, 23, 25, eine digitale Anzeige-Einheit 27 und verschieden im Innern des Gehäuses 9 untergebrachte, pneumatische und elektrische Bauelemente auf.

In der Fig. 2 sind die aufblasbare Luft-Kammer 31 und das Mikrofon 33, die zur Manschette 1 gehören, sowie ein Teil der im Gerät 3 untergebrachten, pneumatischen und elektrischen Bauteile schematisch dargestellt. Die Luft-Kammer 31 ist durch den in der Leitung 5 vorhandenen Schlauch und durch im Gerät 3 vorhandene Luft-Leitungen über ein Rückschlagventil 35 mit der Pumpe 13 sowie ferner mit einem elektrisch steuerbaren Abström-Ventil 37 und einem Drucksensor 39 verbunden. Die Pumpe 13 ist noch mit einem ein Rückschlagventil 41 aufweisenden Luftereinlaß versehen. Die beiden Rückschlagventile 35 und 41 sind derart geschaltet, daß man durch abwechselndes, manuelles Zusammendrücken und Freigeben des Pump-Balges Luft aus der Umgebung ansaugen und in die Luft-Kammer 31 pumpen kann.

Das Mikrofon 33 ist durch elektrische Leiter mit dem Eingang von Filtermitteln 51 verbunden, deren Ausgang sowohl mit dem Kopfhörer-Anschluß 19 als auch mit einem Diskriminator 53 verbunden ist, der ein Trimpmpotentiometer 54 zum Einstellen eines unteren Schwellwertes und einen Impulsformer aufweist. Dessen Ausgang ist mit einem Steuer-Teil 55 verbunden. Der Drucksensor 39 enthält eine Meßwandler-Brückenschaltung, die aus piezoresistiven Elementen gebildet und mit dem Eingang eines Verstärkers 57 verbunden ist. Dessen Ausgang ist sowohl über einen Differentiator 59 als über eine diesen überbrückende Parallel-Verbindung mit dem Steuer-Teil 55 verbunden. Der Drucksensor 39 und der Verstärker 57 sind noch mit einer Vorrichtung 75 für den automatischen Null-Abgleich verbunden, die auch noch durch eine Leitung mit einem Ausgang des Steuer-Teils 55 verbunden ist. Der Ausgang des Differentiators 59 ist ebenfalls mit dem Steuer-Teil 55 und ferner mit einem Eingang eines Reglers 61 verbunden. Der Steuer-Teil 55 ist ebenfalls mit einem Eingang des Reglers 61 verbunden, dessen Ausgang mit dem elektromagnetischen Betätigungsorgan des Abström-Ventils 37 verbunden ist. Der Steuer-Teil 55 weist ferner zwei Anschlüsse auf, die je mit einem einen Analog-Speicher 63 bzw. 65 bildenden Kondensator verbunden sind. Der Steuer-Teil ist ferner mit einem unter anderem einen Analog/Digital-Wandler enthaltenden Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden, der seinerseits mit der Anzeige-Einheit 27 verbunden ist. Ein Diskriminator 69 weist einen auch noch mit dem Ausgang des Differentiators 59 verbundenen Eingang und einen Ausgang auf, der mit einem Eingang eines Herzfrequenzmessers 71 sowie mit dem Steuer-Teil 55 verbunden ist. Der Herzfrequenzmesser 71 weist noch einen mit dem Steuer-Teil 55 verbundenen Steuer-Eingang und einen ebenfalls mit dem Steuer-Teil 55 verbundenen Analog-Speicher auf. Der Drucktastenschalter 21 ist mit dem Steuer-Teil 55 und der Drucktastenschalter 23 mit dem Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden. Ferner ist eine eine Batterie enthaltende

Speisespannungsquelle 73 vorhanden, die mit den Speisespannungsanschlüssen der verschiedenen aktiven Elemente und dem Massenanschluß verbunden ist. Der Drucktastenschalter 25 und auch der Steuer-Teil 55 sind mit der Speisespannungsquelle 73 verbunden, die abgesehen von der Batterie noch gewisse Logik-Elemente und einen Regler zur Stabilisierung der Speise-Spannung aufweist. Die Batterie ist in einem durch einen Deckel abschließbaren Batteriefach untergebracht.

Das Mikrofon 33 ist mit dem Eingangs-Anschluß 81 und dem Massen-Anschluß 83 der separat in der Fig. 3 dargestellten Filtermittel 51 verbunden. Der Anschluß 81 ist über einen Kondensator 84 mit dem nicht-invertierenden Eingang 85a und über einen Widerstand 87 mit dem invertierenden Eingang 85b eines Verstärkers 85 verbunden. Der nicht-invertierende Eingang 85a ist mit zwei parallel geschalteten Widerständen 89, 91 verbunden, von denen der Widerstand 89 direkt und der Widerstand 91 über einen Schalter 93 mit dem Massen-Anschluß verbunden ist. Der Verstärker-Ausgang 85c ist über einen Widerstand 95 und einen diesem parallel geschalteten Kondensator 97 mit dem invertierenden Eingang 85b verbunden, der auch noch über einen Widerstand 99 mit einem in Serie geschalteten Kondensator 101 mit dem Massen-Anschluß 83 verbunden ist. Der Verstärker-Ausgang 85c ist mit dem Ausgangs-Anschluß 103 der Filter-Mittel verbunden. Im übrigen ist der Verstärker 85 noch durch nicht dargestellte Leitungen mit der Speisespannungsquelle 73 verbunden.

Das Trimpmpotentiometer 54 und der Schalter 93 sind im Innern des Gehäuses 9 untergebracht, so daß sie nur nach dem Öffnen des Deckels, der auch das Batteriefach abschließt, verstellt bzw. betätigt werden können.

Das Verhältnis zwischen der bezüglich Masse gemessenen Spannung am Ausgangs-Anschluß 103 und der bezüglich Masse gemessenen Spannung am Eingangs-Anschluß 81 sei als Transmissionsfaktor  $T$  bezeichnet. Die Abhängigkeit des Transmissionsfaktors von der Frequenz  $f$  ist für die beiden Stellungen des Schalters 93 in der Fig. 4 dargestellt. Wenn der Schalter 93, wie in der Fig. 3 gezeichnet, offen ist, wird die Übertragungsfunktion der Filtermittel durch den Transmissionsfaktor gemäß der Kurve 111 wiedergegeben. Wenn der Schalter 93 dagegen geschlossen ist, verläuft der Transmissionsfaktor gemäß der Kurve 113. Der durch die Kurve 111 wiedergegebene Transmissionsfaktor hat bei der Frequenz  $f_2$  ein ziemlich scharfes Maximum, wobei der Maximalwert mit  $T_2$  bezeichnet ist und beispielsweise etwa 100 beträgt. Die untere Grenzfrequenz bei der der Transmissionsfaktor gemäß der Kurve 111 gleich  $T_2/2$  beträgt, ist mit  $f_1$  bezeichnet. Die Kurve 113 steigt langsam an, erreicht ein plateauförmiges Maximum und fällt dann wieder ab, wobei der maximale Transmissionsfaktor für die Kurve 113 den Wert  $T_1$  hat. Die untere Grenzfrequenz der durch die Kurve 113 dargestellten Übertragungsfunktion ist mit  $f_3$  bezeichnet. Der plateauförmige und abfallende Teil der Kurve 113 fällt mindestens annähernd mit Teilen der Kurve 111 zusammen. Wie aus der Fig. 3 ersehen werden kann, ergibt sich also bei dem durch die Kurve 113 wiedergegebenen Frequenzgang eine untere Grenzfrequenz  $f_3$ , die größer ist als die Grenzfrequenz  $f_1$  und die Frequenz  $f_2$ . Die untere Grenzfrequenz  $f_1$  des Frequenzganges gemäß der Kurve 111 beträgt mindestens 10 Hz. Ferner beträgt sie höchstens 30, und vorzugsweise höchstens 25, beispiels-

weise etwa 20 Hz. Dagegen beträgt die Grenzfrequenz  $f_1$  mindestens 35 sowie vorzugsweise mindestens 40 und höchstens etwa 60 Hz, nämlich beispielsweise etwa 50 Hz. Die Frequenz  $f_2$  bei der die Kurve 111 ihr Maximum erreicht, beträgt etwa 25 bis 35 und beispielsweise 30 Hz. Das plateauartige Maximum der Kurve 113 befindet sich oberhalb  $f_2$  und erstreckt sich von etwa 80 bis 120 Hz. Die obere Grenzfrequenz liegt für beide Kurven bei etwa 130 bis 200 Hz. Der maximale Transmissionsfaktor  $T_2$  der Kurve 111 ist mindestens 30% und beispielsweise etwa 50% größer als der maximale Transmissionsfaktor  $T_1$  der Kurve 113.

Es sei noch vermerkt, daß die in den Fig. 2 und 3 dargestellten, elektronischen Bauteile und Blöcke auch zu integrierten Schaltkreisen zusammengefaßt werden können.

Im folgenden soll nun anhand des Diagramms in der Fig. 5 die Arbeitsweise der Blutdruckmeßeinrichtung erläutert werden. Für eine Messung wird die Manschette 1 durch die Leitung 5 mit dem Gerät 3 verbunden und am Arm der zu untersuchenden Person befestigt.

Das Gerät 3 ist derart bemessen, daß es bequem mit einer Hand gehalten werden kann, wobei die Pumpe 13 gleichzeitig als Handgriff dient. Wenn nötig können auch alle drei Drucktastenschalter 21, 23 und 25 mit der das Gerät haltenden Hand betätigt werden.

Nun soll zuerst die Änderung des Druckes  $p$  in der Luft-Kammer 31 im Verlauf der Zeit  $t$  diskutiert werden. Der zeitliche Verlauf des Druckes  $p$  ist durch die Kurve 121 des in der Fig. 5 dargestellten Diagramms wiedergegeben. Wenn die Manschette befestigt ist, wird das Gerät im Zeitpunkt  $t_0$  durch ein kurzes Drücken des EIN/AUS-Drucktastenschalters 25 betriebsbereit gemacht. In dem sich vom Zeitpunkt  $t_0$  bis zum Zeitpunkt  $t_1$  erstreckenden Zeitintervall wird dann der Drucksensor 39 durch die Null-Abgleich-Vorrichtung 75 automatisch auf Null abgeglichen. Das Ende dieses Abgleiches wird dadurch signalisiert, daß die Anzeige-Einheit 27 die Zahl 0 anzeigt. Zwischen den Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  wird mit der Pumpe 13 stoßweise Luft in die Luft-Kammer 31 gepumpt, so daß in dieser ein Luftdruck entsteht, der größer als der systolische Druck ist. Kurz nach der Beendigung des Aufpumpvorganges beginnt im Zeitpunkt  $t_3$  Luft aus der Luft-Kammer 31 durch das Ventil 37 in die Umgebung abzufließen, so daß der Druck in der Luft-Kammer 31 absinkt. Dabei wird mit dem Drucksensor 39 eine zum Druck  $p$  proportionale Spannung erzeugt und mit dem Differentiator 59 der Differentialquotient  $dp/dt$  bestimmt. Der Regler 61 regelt das Abström-Ventil 37 derart, daß der Differentialquotient  $dp/dt$  bis auf die noch näher erläuterten, durch die Herztätigkeit bewirkten Druckschwankungen während der eigentlichen Meßphase konstant bleibt.

Wenn nun der Druck  $p$  beginnend von einem oberhalb des systolischen Druckes  $p_s$  liegenden Maximumdruck abnimmt, treten vom Zeitpunkt  $t_4$  an durch die Herzschläge verursachte Druckschwankungen auf. Diese Druckschwankungen werden mit dem Differentiator 59 erfaßt. Der Diskriminator 69 erzeugt dann bei jeder durch einen Herzschlag bewirkten Druckschwankung, bei der der Differentialquotient  $dp/dt$  einen vorgegebenen Schwellwert von mindestens 100 Pa/s und beispielsweise 400 Pa/s überschreitet, einen Impuls. Diese Impulsfolge ist in der Fig. 5 mit 123 bezeichnet.

Wenn sich der Druck in der Luft-Kammer 31 bei seiner Abnahme innerhalb eines gewissen Bereiches befindet, erzeugt das Blut beim Durchströmen der, von der Manschette umschlossenen Arterie bei jedem durch

einen Herzschlag erzeugten Blutstoß Geräusche, die sogenannten Korotkoff-Töne. Diese Korotkoff-Töne werden durch das Mikrofon 33 in elektrische Tonfrequenz-Signale umgewandelt und über die Filtermittel 51, die vorzugsweise auch eine Verstärkung ergeben, auf den Diskriminator 53 übertragen. Wenn die Spannungen der Korotkoff-Ton-Signale den durch den Diskriminator 53 festgelegten, unteren Schwellwert übersteigen, führt der zum Diskriminator gehörende Impulsformer dem Steuer-Teil 55 jeweils einen Impuls zu. Diese Impulsfolge ist in der Fig. 5 mit 125 bezeichnet und erstreckt sich vom Zeitpunkt  $t_5$  bis zum Zeitpunkt  $t_6$ .

Im Steuer-Teil werden die durch die Druckschwankungen erzeugten Impulse und die durch die Korotkoff-Töne erzeugten Impulse einem UND-Tor zugeführt. Wie aus der Fig. 5 ersichtlich ist, sind die durch die Druckschwankungen erzeugten Impulse breiter als die durch die Korotkoff-Töne erzeugten Impulse. Das UND-Tor bildet also eine Koinzidenzschaltung und öffnet während jedes Impulses der Impulsfolge 123 ein Fenster für die Impulse der Impulsfolge 125. Vom Mikrofon herkommende Signale werden also nur weiterverarbeitet, wenn sie in ein durch eine Druckschwankung geöffnetes Fenster fallen, d. h. wenn zwischen den Ton-Signalen und den Druckschwankungen eine Koinzidenz besteht. Dadurch können die Korotkoff-Töne von Störgeräuschen unterschieden und die letzteren unterdrückt werden.

Der Steuer-Teil 55 enthält ein elektronisches Schaltorgan, das den Ausgang des Verstärkers 57 vom Einschalten des Gerätes an mit dem Speicher 63 verbindet.

Der Steuer-Teil 55 enthält ferner Mittel, um das Erscheinen des ersten, das vorgenannte UND-Tor passierenden Korotkoff-Signals festzustellen. Wenn das erste Korotkoff-Signal eintrifft, wird die vom Verstärker 57 des Druckmeßkanals kommende Leitung vom Speicher 63 abgetrennt. In diesem wird daher die Größe des beim Eintreffen des ersten Korotkoff-Ton-Signals vorhandenen Druckes, d. h. der systolische Druck, gespeichert.

Wenn nun der Druck in der Luft-Kammer 31 absinkt, folgen dem ersten Korotkoff-Ton weitere Korotkoff-Töne. Der Steuer-Teil 55 enthält nun Mittel, die den Ausgang des Verstärkers 57 bei jedem Korotkoff-Ton, d. h. bei jedem Impuls der Impulsfolge 125, kurzzeitig mit dem Speicher 65 verbinden. In diesem wird also bei jedem Korotkoff-Ton ein neuer Druckwert gespeichert, wobei die Größe dieser Druckwerte sukzessive abnimmt. Wie bereits erwähnt, erstreckt sich die Impulsfolge 125 bis zum Zeitpunkt  $t_6$ . Da nach dem Zeitpunkt  $t_6$  keine weiteren Impulse mehr folgen, bleibt der im Zeitpunkt  $t_6$  gemessene Wert des Druckes  $p$  bis zum Abschalten des Gerätes im Speicher 65 gespeichert. Dieser Speicher-Wert stellt dann den diastolischen Druck dar.

Der Steuer-Teil 55 weist nun auch noch Schaltungsmittel auf, durch die festgestellt wird, wann während eines vorgegebenen Zeitintervalls von 2 bis 10 und beispielsweise 5 Sekunden kein Korotkoff-Ton mehr auftritt. Am Ende dieses Zeitintervalls, nämlich im Zeitpunkt  $t_7$ , führt der Steuer-Teil 55 dem Regler 61 ein Signal zu, das bewirkt, daß das Ventil 37 ganz geöffnet wird. Der Druck  $p$  sinkt dann sehr schnell ab und erreicht im Zeitpunkt  $t_8$  wieder den Wert Null, d. h. den Umgebungs-Luftdruck.

Der Steuer-Teil 55 ist im übrigen derart beschaffen, daß er den Ausgang des Verstärkers 57 bis zum



Zeitpunkt  $t_1$  in regelmäßigen Zeitabständen von beispielsweise 0,3 s mit dem Anzeigesteuer-Teil 67 verbindet. Der Anzeige-Teil 27 zeigt dann jeweils den momentanen Druck an. Der Steuer-Teil könnte aber auch derart ausgebildet sein, daß der Druck, in dem zwischen den Zeitpunkten  $t_4$  und  $t_1$  liegenden Zeitintervall jeweils bei jedem Impuls der Impulsfolge 123 angezeigt würde.

Der Steuer-Teil schaltet ferner vorübergehend den Herzfrequenzmesser 71 ein, so daß dieser während des Auftretens der Impulsfolge 123 die Herzfrequenz mißt und deren Mittelwert bestimmt. Dieser wird im Speicher des Herzfrequenzmessers 71 gespeichert.

Der Steuer-Teil 55 ist nun derart beschaffen, daß der Speicher 63 oder der Speicher 65 oder den die Herzfrequenz speichernden Speicher durch kurzes Drücken des Drucktastenschalters 21 zyklisch abgefragt werden können. Der betreffende, in analoger Form gespeicherte Speicher-Wert wird dann dem Anzeigesteuer-Teil 67 zugeführt und von diesem in ein Digital-Signal umgewandelt. Dieses wird der Anzeige-Einheit 27 zugeführt, so daß diese also wahlweise den systolischen oder den diastolischen Druck oder die Herzfrequenz anzeigt. Der Anzeigesteuer-Teil 67 enthält ein zwischen die Zuleitungen von den Speichern 63, 65 und den Analog/Digital-Wandlern eingeschaltetes, mit dem Drucktastenschalter 23 umschaltbares Netzwerk. Dieses ermöglicht, bei der Druckanzeige zwischen der Anzeige in Kilopascal oder Torr zu wählen, wobei die Umschaltung durch kurzes Drücken des Drucktastenschalters 23 bewirkt wird.

Wenn alle drei Speicher-Werte abgelesen wurden, kann das Gerät durch kurzes Drücken des EIN/AUS-Drucktastenschalters 25 ausgeschaltet werden, womit die Messung abgeschlossen ist.

Nachdem nun die allgemeine Arbeitsweise der Einrichtung dargelegt wurde, soll nun noch der Zweck der Umschaltbarkeit der Übertragungsfunktion der Filtermittel 51 näher erläutert werden.

Wie aus den vorangehenden Darlegungen hervorgeht, wird der beim letzten Impuls der Impulsfolge 125 in der Luft-Kammer 31 vorhandene, momentane Druck als diastolischer Druck  $p_D$  identifiziert und gemessen. Wenn sich der Druck, von größeren Werten her abnehmend dem diastolischen Druck annähert, werden die Korotkoff-Töne leiser. Zudem verschiebt sich ihr Frequenzspektrum gegen tiefere Frequenzen hin.

Eine solche Verschiebung zu tiefen Frequenzen hin erfolgt vor allem zwischen den in der Fachsprache als vierter und fünfter Korotkoff-Ton bezeichneten Tönen. Diese beiden Töne werden von den Ärzten aufgrund ihrer relativen Lautstärke und ihres unterschiedlichen Klanges identifiziert. Wie Analysen der Frequenzspektren gezeigt haben, liegen die lautstarken Komponenten des Frequenzspektrums beim vierten Korotkoff-Ton noch weitgehend oberhalb 50 bis 80 Hz. Dagegen hat der fünfte Korotkoff-Ton ein Lautstärkenmaximum in der Umgebung von 30 Hz.

Wenn der Schalter 93 offen und die Übertragungsfunktion der Filtermittel 51 durch die Kurve 111 der Fig. 4 wiedergegeben wird, werden die Frequenzen im Bereich der Frequenz  $f_2$ , die wie erwähnt beispielsweise etwa 30 Hz beträgt, angehoben. In diesem Fall wird auch noch das durch den fünften Korotkoff-Ton erzeugte, dem Diskriminator 53 zugeführte elektrische Tonfrequenz-Signal so stark angehoben, daß es den Schwellwert des Diskriminators überschreitet und die Erzeugung eines Impulses der Impulsfolge 125 bewirkt.

Der diastolische Druck wird dann beim fünften Korotkoff-Ton gemessen.

Wenn der Schalter 93 dagegen geschlossen und die Übertragungsfunktion der Filtermittel 51 durch die Kurve 113 dargestellt ist, hat der Transmissionsfaktor  $T$  in der Umgebung der Frequenz  $f_2$  nur einen relativ kleinen Wert. Das vom erwähnten, fünften Korotkoff-Ton erzeugte, dem Diskriminator 53 zugeführte elektrische Signal reicht dann nicht mehr aus, um den Schwellwert des Diskriminators zu überschreiten. In diesem Fall wird also der letzte Impuls der Impulsfolge 125 durch den vierten Korotkoff-Ton erzeugt, so daß der diastolische Druck also beim vierten Korotkoff-Ton gemessen wird.

Es sei nochmals darauf hingewiesen, daß der vierte und fünfte Korotkoff-Ton von den Ärzten aufgrund ihrer relativen Lautstärke und ihres Klanges identifiziert werden. Der vierte und fünfte Korotkoff-Ton ist daher nicht notwendigerweise identisch mit dem vierten bzw. fünften Impuls der Impulsfolge 125.

Die vorstehend beschriebene Blutdruckmeßeinrichtung ist unter anderem für Patienten vorgesehen, die ihren Blutdruck selbst messen und ihre Meßresultate dann von Zeit zu Zeit dem sie behandelnden Arzt vorlegen. Wie nun bereits in der Einleitung erwähnt wurde, können individuelle Eigenschaften der Patienten, insbesondere unterschiedliche Ausbildungen der Arterien, die Lautstärken und Frequenzspektren der Korotkoff-Töne beeinflussen. Der Arzt kann nun aber bei einer Untersuchung des Patienten ebenfalls eine Blutdruckmessung mit der Einrichtung durchführen. Der Arzt hat dabei die Möglichkeit, die Korotkoff-Töne mit einem Stethoskop oder mit einem an den Anschluß 19 angeschlossenen Kopfhörer abzuhören und dabei fortlaufend den momentanen Druck abzulesen. Der Arzt kann dann aufgrund seiner akustischen Beurteilung der Korotkoff-Töne und seiner übrigen Kenntnisse über den Patienten entscheiden, ob es in einem gegebenen Fall sinnvoll ist, den Blutdruck beim vierten oder beim fünften Korotkoff-Ton zu messen. Falls die Lautstärke der Korotkoff-Töne stark vom üblichen Wert abweicht, kann der Arzt mit dem Trimpmpotentiometer 54 auch noch den Schwellwert des Diskriminators 53 an die individuellen Eigenschaften des Patienten anpassen. Durch die Auswahl des vierten oder fünften Korotkoff-Tones als Kriterium für die Messung des diastolischen Druckes und nötigenfalls durch Verändern des Diskriminator-Schwellwertes kann die Übereinstimmung der Meßwerte des diastolischen Druckes mit dem tatsächlich vorhandenen, »blutig« gemessenen diastolischen Blutdruck verbessert werden. Ferner wird dadurch auch die Aussagekraft der Messungen verbessert und leichter mit den Meßwerten anderer Patienten vergleichbar.

Die Einrichtung kann in verschiedener Hinsicht modifiziert werden. Beispielsweise könnte man die zwischen das Mikrofon und den Diskriminator eingeschalteten Filtermittel derart ausbilden, daß man nicht nur zwei, sondern wahlweise drei oder mehr verschiedene Übertragungsfunktionen einschalten kann. Dadurch könnte die Übertragungsfunktion noch besser an die individuellen Eigenschaften eines Patienten angepaßt werden. Ferner könnte man die Auswahl der Übertragungsfunktion statt durch einen Schalter auch durch ein anderes manuell einstellbares Einstellorgan, beispielsweise durch ein Potentiometer bewirken, wobei dann eine kontinuierliche Beeinflussung des Frequenzganges der Übertragungsfunktion möglich wäre.

Ferner sei noch darauf hingewiesen, daß statt eines

separaten Mikrofons und eines separaten Drucksensors auch ein Ton-Druck-Abnehmer vorgesehen werden könnte, der sowohl zur Erfassung der vom Blut erzeugten Töne als auch zur Erfassung des quasistatischen Blutdruckes und der durch die Herzschläge erzeugten Druckmodulation dient. Dieser kombinierte

Ton-Druck-Aufnehmer könnte entweder in der aufblasbaren Manschette oder im Gerät mit den Elektronik-Bauteilen enthalten sein. Die vom Ton-Druck-Aufnehmer gelieferten elektrischen Signale können dann durch eine Frequenzweiche aufgezweigt und dem Ton- bzw. Druck-Kanal der Elektronik zugeführt werden.

Hierzu 3 Blatt Zeichnungen

Fig. 3

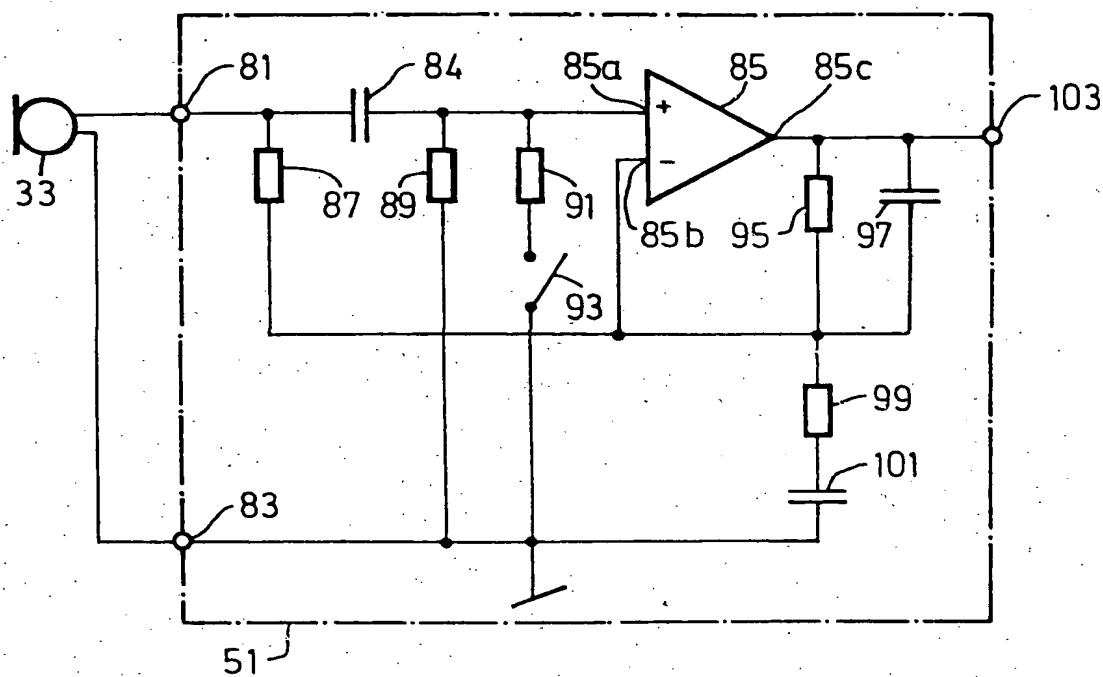


Fig. 4

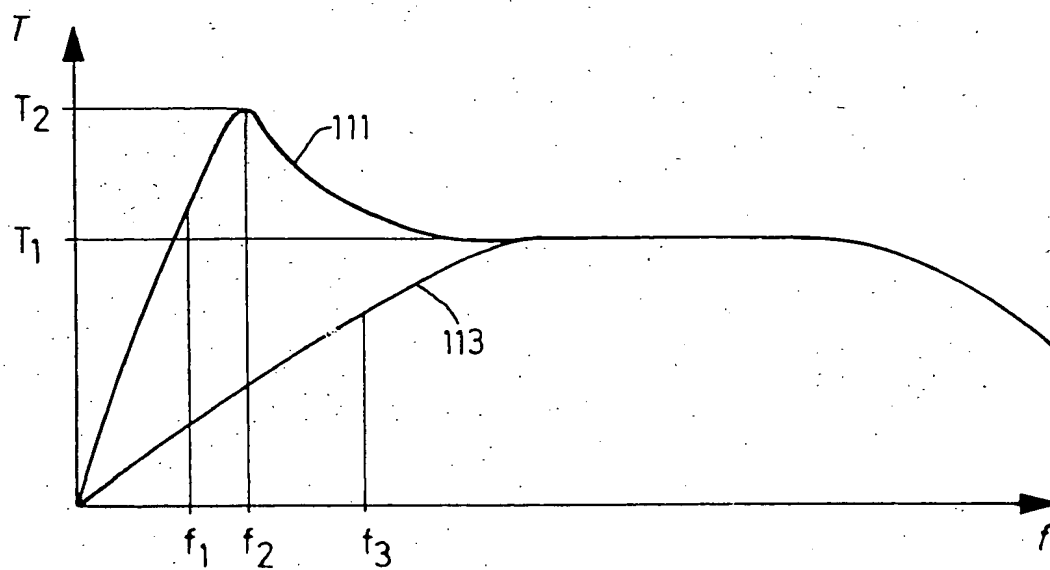


Fig. 5

